

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-321360  
(43)Date of publication of application : 20.11.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/145

(21)Application number : 2000-144533  
(22)Date of filing : 17.05.2000

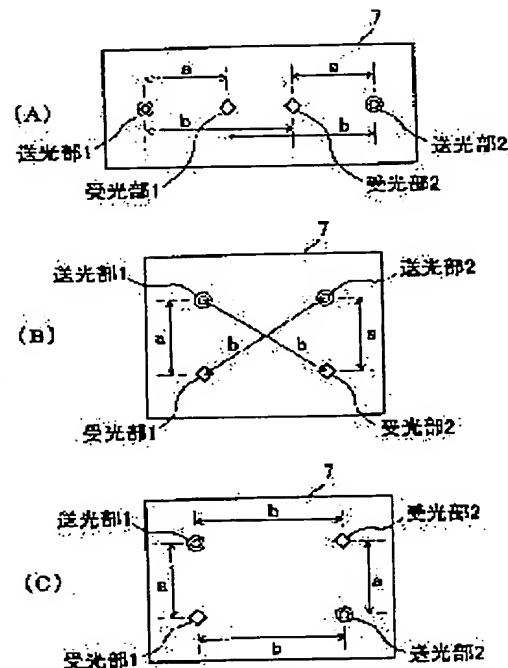
(71)Applicant : SHIMADZU CORP  
(72)Inventor : AMITA KOUJI  
TSUNEISHI SHOICHI

## (54) ORGANISM MEASURING DEVICE

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an organism measuring device capable of performing a precise measurement even if the sensitivities of a plurality of light receiving parts are different.

**SOLUTION:** A light receiving part is arranged in a position away from a light transmitting part 1 by a distance  $a$  and away from a light transmitting part 2 by a distance  $b$ , and a light receiving part 2 is arranged in a position away from the light transmitting part 1 by the distance  $b$  and away from the light transmitting part 2 by the distance  $a$ . Then,  $\log(I_{12}/I_{11})$  is calculated on the basis of the signal  $I_{11}$  of the light receiving part 1 in lighting of the light transmitting part 1 and the signal  $I_{21}$  of the light receiving part 1 in the lighting of the light transmitting part 2, and  $\log(I_{12}/I_{22})$  is calculated on the basis of the signal  $I_{12}$  of the light receiving part 2 in the lighting of the light transmitting part 1 and the signal  $I_{22}$  of the light receiving part 2 in the lighting of the light transmitting part 2 to calculate the average value of  $\log(I_{12}/I_{11})$  and  $\log(I_{12}/I_{22})$ , whereby the difference in absorbance between the light receiving part 1 and the light receiving part 2 in the lighting of the light transmitting part 1 is determined.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2001-321360  
(P2001-321360A)

(43) 公開日 平成13年11月20日 (2001.11.20)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/145		A 6 1 B 5/14	3 1 0 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願2000-144533(P2000-144533)

(22) 出願日 平成12年5月17日 (2000.5.17)

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72) 発明者 網田 孝司

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

株式会社島津製作所内

(72) 発明者 常石 召一

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

株式会社島津製作所内

(74) 代理人 100085464

弁理士 野口 繁雄

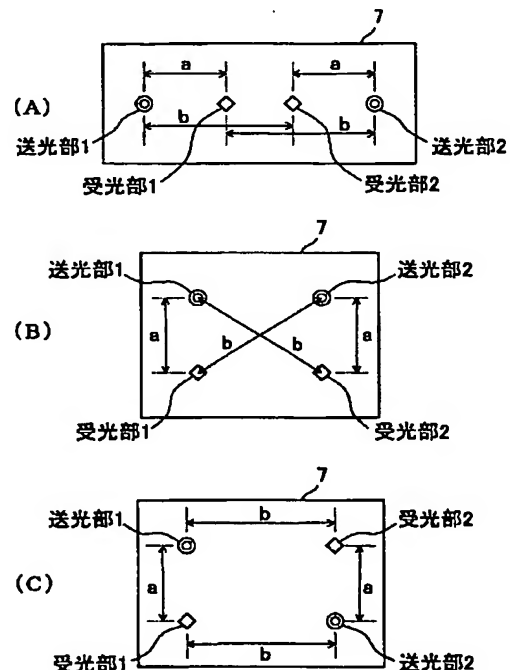
Fターム(参考) 4C038 KK01 KL07 KM01 VB13 VC01

(54) 【発明の名称】 生体測定装置

(57) 【要約】

【課題】 複数の受光部の感度にバラツキがある場合でも正しく測定を行なうことのできる生体測定装置を提供する。

【解決手段】 受光部1を送光部1からの距離aだけ離れ、かつ送光部2から距離bだけ離れた位置に配置し、受光部2を送光部1からの距離bだけ離れ、かつ送光部2から距離aだけ離れた位置に配置する。送光部1が点灯したときの受光部1の信号 $I_{11}$ と送光部2が点灯したときの受光部1の信号 $I_{12}$ に基づいて $\log(I_{12}/I_{11})$ を算出し、送光部1が点灯したときの受光部2の信号 $I_{21}$ と送光部2が点灯したときの受光部2の $I_{22}$ に基づいて $\log(I_{22}/I_{21})$ を算出し、 $\log(I_{12}/I_{11})$ と $\log(I_{22}/I_{21})$ の平均値を算出することにより、送光部1が点灯したときの受光部1での吸光度と受光部2での吸光度の差を求める。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 送光部から生体の測定部位に測定光を照射し測定部位からの透過散乱光を受光部で受光して生体内の物理量が無侵襲で測定する生体測定装置において、1ヵ所の測定部位に対してそれぞれ異なる位置から測定光を照射する複数の送光部と、前記測定部位からの透過散乱光をそれぞれ異なる位置で受光する複数の受光部と、を備えたことを特徴とする生体測定装置。

【請求項 2】 2つの送光部を備え、前記複数の受光部は、第1の送光部からの第1の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第2の距離だけ離れた位置と、第1の送光部からの第2の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第1の距離だけ離れた位置にそれぞれ配置されている請求項 1 に記載の生体測定装置。

【請求項 3】 2つの受光部を備え、第1の受光部は第1の送光部からの第1の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第2の距離だけ離れた位置に配置され、第2の受光部は第1の送光部からの第2の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第1の距離だけ離れた位置に配置されて

おり、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{21}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{22}$ とすると、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を

$$1/2 \log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$$

により求める演算部を備えている請求項 2 に記載の生体測定装置。

【請求項 4】 2つの送光部を備え、前記複数の受光部は、第1の送光部から等距離で、かつ第2の送光部からの距離が異なる位置にそれぞれ配置されている請求項 1 に記載の生体測定装置。

【請求項 5】 2つの受光部を備え、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{21}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{22}$ とすると、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を

$$\log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$$

により求める演算部を備えている請求項 4 に記載の生体測定装置。

【請求項 6】 前記物理量が酸素飽和度である請求項 1 から 5 に記載の生体測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、送光部から生体の測定部位に測定光を照射し測定部位からの透過散乱光（測定光が生体に入射し、生体内で散乱されて生体から出射してきた光を指す）を受光部で受光して酸素飽和度

など、生体内の物理量が無侵襲で測定する生体測定装置に関するものである。このような生体測定装置は、例えば脳や筋肉を対象として、心臓手術中の脳内酸素状態のモニタや、末梢動脈疾患の重症度の診断、筋肉の酸素状態の運動生理学的研究などの目的で用いられている。

## 【0002】

【従来の技術】 近赤外領域（700～1000nm）の光は、他の波長の光に比べて生体内を通りやすいので、近赤外分光法を生体内測定に応用して生体内の酸素飽和度を無侵襲で測定することが従来から種々の手法で行なわれている。その手法の1つとして、光拡散方程式に基づいた空間分解法を用いた酸素飽和度の測定法がある。空間分解法では、酸素化ヘモグロビン（oxyHb）及び脱酸素化ヘモグロビン（deoxyHb）を測定するにあたり、それぞれの吸光係数の異なる2つ以上の波長（例えば780nmと830nm）を用いて計算を行なう。例えば1つの送光部と、その送光部からの距離が異なる2つの受光部を被測定部位に配置し、測定部位からの透過散乱光の光強度を異なる2点で測定し、その強度比、すなわち吸光度の差から散乱分を仮定して吸収係数を求め、絶対量に換算する。酸素化ヘモグロビンの絶対量と脱酸素化ヘモグロビンの絶対量が分かると、酸素飽和度に相当する酸素化率を計算することができる。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 空間分解法では、測定部位が均質であり、吸収と散乱のみがあると仮定して計算するので、2つの受光部の感度は同じであることが必要である。そのため、受光部の感度の補正を電氣的又はソフトウェア的に行なう必要があるが、経時的な変化に対しては都度調整し直す必要がある。また、2つの受光部間で感度が変化する状況、例えば2つの受光部のうち1つのみに毛髪が挟まれていたり、2つの受光部の配置位置で肌の色が異なっていたりする場合には計算が合わなくなるため、正確な測定値が得られないという問題があった。すなわち、毛髪は測定妨げとなるので毛髪のある部位では測定できず、頭部を測定する場合は前額部に受光部を配置した測定に限られていた。また、毛髪のある部位では受光部を1つのみとし、相対変化量（測定開始時を0とする増減を相対単位で表示する）の測定のみを行っていた。

【0004】 そこで本発明は、複数の受光部の感度にバラツキがある場合でも正しく測定を行なうことのできる生体測定装置を提供することを目的とするものである。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】 本発明は、送光部から生体の測定部位に測定光を照射し測定部位からの透過散乱光を受光部で受光して生体内の物理量が無侵襲で測定する生体測定装置であって、1ヵ所の測定部位に対してそれぞれ異なる位置から測定光を照射する複数の送光部と、その測定部位からの透過散乱光をそれぞれ異なる位

置で受光する複数の受光部とを備えているものである。

【0006】送光部及び受光部をそれぞれ複数とし、各受光部について、いずれかの送光部の測定光照射に起因する透過拡散光をリファレンスとして受光して感度補正を行なう。これにより、複数の受光部の感度にバラツキがある場合でも空間分解法に基づく生体内の物理量の測定を行なうことができ、例えば毛髪のある部位でも光量さえ採れば空間分解法を用いて酸素飽和度を計算できるようになる。

【0007】

〔発明の実施の形態〕本発明の一態様は、2つの送光部を備え、複数の受光部は、いずれかの送光部からの第1の距離だけ離れ、かついずれかの送光部とは別の送光部から第2の距離だけ離れた位置にそれぞれ配置されていることが好ましい。

【0008】本発明の一態様において、2つの受光部を備え、第1の受光部は第1の送光部からの第1の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第2の距離だけ離れた位置に配置され、第2の受光部は第1の送光部からの第2の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第1の距離だけ離れた位置に配置されており、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{21}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{22}$ とすると、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を

$$1/2 \log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$$

により求める演算部を備えていることが好ましい。

【0009】本発明の他の態様は、2つの送光部を備え、複数の受光部は、第1の送光部から等距離で、かつ第2の送光部からの距離が異なる位置にそれぞれ配置されていることが好ましい。

【0010】本発明の他の態様において、2つの受光部を備え、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{21}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{22}$ とすると、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を

$$\log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$$

により求める演算部を備えていることが好ましい。本発明の生体測定装置において測定する物理量の一例は酸素飽和度である。

【0011】

〔実施例〕図2は生体測定装置の一例を示すブロック図である。 $1a$ 、 $2a$ は特定の波長 $\lambda_1$ 、例えば830nmのレーザ光を発振するレーザダイオードであり、 $1b$ 、 $2b$ は他の特定の波長 $\lambda_2$ 、例えば780nmのレーザ光を発振するレーザダイオードである。発振波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ は700nm以上に設定することが好ましく、その組み合わせは上記の波長に限定されず、任意に設定す

ることができる。レーザダイオード $1a$ 、 $1b$ 、 $2a$ 、 $2b$ は光源ドライバ3によって順次切り替えて発振させられる。光源ドライバ3はCPU（演算部）5によって制御される。

【0012】レーザダイオード $1a$ 、 $1b$ からのレーザ光をプローブ7へ導く光ファイバ9と、レーザダイオード $2a$ 、 $2b$ からのレーザ光をプローブ7へ導く光ファイバ11が設けられている。プローブ7は例えばゴムなどのフレキシブルな材質で構成されている。プローブ7では光ファイバ9、11の先端が異なる位置で測定部位に接触できるように露出している。プローブ7にはまた、シリコンフォトダイオードなどの光センサ13、15がそれぞれ異なる位置で測定部位に接触できるように設けられている。

【0013】光センサ13、15は、信号線17、19を介して、光センサ13、15の出力信号を増幅するアンプ21に接続されている。アンプ21の出力は、アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器23を介して、CPU5へ入力される。CPU5には、表示部25、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ（FDD）27、ハードディスクドライブ（HDD）29、キーボード31及び外部出力端子33が接続されている。

【0014】図1及び図3は、プローブ7における光ファイバ9、11の先端及び光センサ13、15の配置例を示す平面図である。図1及び図3では、光ファイバ9の先端を送光部1、光ファイバ11の先端を送光部2、光センサ13を受光部1、光センサ15を受光部2として示す。レーザダイオード $1a$ 、 $1b$ 、 $2a$ 、 $2b$ は複数波長のデータを採るため、及びどちらの送光部1、2が点灯しているかを特定するため、時分割で点灯させて同時に複数のレーザダイオードが点灯しないように光源ドライバ3により制御されて点灯する。

【0015】図1（A）に示す配置例では、送光部1、2及び受光部1、2が送光部1、受光部1、受光部2、送光部2の順で直線上に配置されている。図1（B）及び（C）に示す配置例では、送光部1、2及び受光部1、2が長方形の四隅にそれぞれ配置されている。図1（A）、（B）、（C）において、送光部1と受光部1の間の距離及び送光部2と受光部2の間の距離は第1の距離 $a$ だけ離れており、送光部1と受光部2の間の距離及び送光部2と受光部1の間の距離は第2の距離 $b$ だけ離れている。

【0016】図1（A）、（B）、（C）の配置例において、CPU5により実行される真の吸光度強度比の計算方法を説明する。送光部1が点灯したときに受光部1に入る信号を $I_{11}$ 、受光部2に入る信号を $I_{12}$ 、送光部2が点灯したときに受光部1に入る信号を $I_{21}$ 、受光部2に入る信号を $I_{22}$ 、受光部1と受光部2との未知の感度比を $k$ とする。例えば受光部2に入る信号 $I_{12}$ 及び $I_{22}$ は、

10

20

30

40

50

$$I_{12} = k \cdot I'_{12} \quad \dots (1)$$

$$I_{22} = k \cdot I'_{22} \quad \dots (2)$$

と示すことができる。ここで、 $I'_{12}$ 、 $I'_{22}$ は真の感度での信号である。

【0017】送光部1が点灯したときの信号 $I_{11}$ 、 $I_{12}$ の比の対数、すなわち受光部1での吸光度と受光部2での吸光度との差（以下、単に吸光度の差という） $\log(I_{12}/I_{11})$ と、送光部2が点灯したときの吸光度の差 $\log(I_{22}/I_{12})$ は、

$$\log(I_{12}/I_{11}) = \log(k \cdot I'_{12}/I_{11}) \quad \dots (3)$$

$$\log(I_{22}/I_{12}) = \log(I_{22}/k \cdot I'_{12}) \quad \dots (4)$$

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = \log(I_{12}/I_{22}) + \log k \quad \dots (7)$$

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = \log(I_{22}/I_{12}) + \log(I_{12}/I_{11}) - \log(I'_{12}/I_{11}) \quad \dots (8)$$

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = 1/2 \log \{ (I_{12} \cdot I_{22}) / (I_{11} \cdot I_{12}) \} \quad \dots (9)$$

の関係がある。

【0019】式(9)から、送光部1から距離bだけ離れた位置での信号 $I'_{12}$ と距離aだけ離れた位置での信号 $I_{11}$ に基づく吸光度の差の真値 $\log(I'_{12}/I_{11})$ は、感度比kの値に関係なく、 $\log(I_{12}/I_{11})$ と $\log(I_{22}/I_{12})$ の20 平均値、又は $\log(I_{12}/I_{22})$ と $\log(I_{22}/I_{11})$ の平均値を採れば求まることが分かる。また、信号 $I_{11}$ 、 $I_{12}$ 、 $I_{21}$ 、 $I_{22}$ を式(9)に代入して吸光度の差の真値 $\log(I'_{12}/I_{11})$ を求めてもよい。そして、 $\log(I'_{12}/I_{11})$ に基づいて、酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの絶対量を算出し、酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの経時変化や酸素飽和度を算出する。

【0020】図3に示す配置例では、送光部2から等距離cだけ離れ、送光部1からの距離が異なる別々の位置に受光部1、2が配置されている。図3の配置例において、CPU5により実行される真の吸光度比の計算方法を説明する。送光部1が点灯したときに受光部1に入る※

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = \log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \} \quad \dots (14)$$

となる。

【0022】式(14)から、送光部1の点灯時における吸光度の差の真値 $\log(I'_{12}/I_{11})$ は、送光部1の点灯時における吸光度の差 $\log(I_{12}/I_{11})$ と、送光部2の点灯時における吸光度の差 $\log(I_{22}/I_{12})$ を足せばよいことが分かる。また、信号 $I_{11}$ 、 $I_{12}$ 、 $I_{21}$ 、 $I_{22}$ を式(14)に40 代入して吸光度の差の真値 $\log(I'_{12}/I_{11})$ を求めてもよい。そして、 $\log(I'_{12}/I_{11})$ に基づいて、酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの絶対量を算出し、酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの経時変化や酸素飽和度を算出する。

【0023】上記に示す実施例では送光部及び受光部がそれぞれ2つの場合について説明しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、送光部及び受光部がそれぞれ3つ以上の場合にも適用することができる。プローブ7での送光部1、2と受光部1、2の配置は固定とし、プローブ7は一体型であることが好ましいが、再現

※となる。

【0018】測定部位の全体が均質であるとする、送光部1と受光部1の間の距離と送光部2と受光部2の間の距離が距離aで等しく、さらに送光部1と受光部2の間の距離と送光部2と受光部1の間の距離が距離bで等しいということから、

$$\log(I_{12}/I_{11}) = \log(I_{22}/I_{21}) \quad \dots (5)$$

となる。式(5)に式(3)及び(4)を代入して、

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = \log(I_{12}/I'_{12}) \quad \dots (6)$$

式(6)を式(2)及び式(3)に基づいて変形すると、

※信号を $I_{11}$ 、受光部2に入る信号を $I_{12}$ 、送光部2が点灯したときに受光部1に入る信号を $I_{21}$ 、受光部2に入る信号を $I_{22}$ 、受光部1と受光部2との未知の感度比をkとする。例えば受光部2に入る信号 $I_{12}$ 及び $I_{21}$ は、

$$I_{12} = k \cdot I'_{12} \quad \dots (10)$$

$$I_{21} = k \cdot I'_{21} \quad \dots (11)$$

と示すことができる。ここで、 $I'_{12}$ 、 $I'_{21}$ は真の感度での信号である。

【0021】測定部位の全体が均質であるとする、送光部2から受光部1までの距離と送光部2から受光部2までの距離は距離cで等しいということから、

$$I_{21} = I'_{22} \quad \dots (12)$$

となる。送光部1が点灯したときの信号 $I'_{12}$ と信号 $I_{11}$ の強度比 $\log(I'_{12}/I_{11})$ は、式(8)に基づいて、

$$\log(I'_{12}/I_{11}) = \log(I_{12}/k \cdot I_{11}) \quad \dots (13)$$

となる。さらに式(9)及び(10)に基づいて、

性のある配置が可能であれば一体型に限定されるものではない。

【0024】この実施例では、光源としてのレーザダイオードからのレーザ光を送光部1、2に光ファイバで導いているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば送光部1、2の位置にレーザダイオードや発光ダイオードを配置するなど、1ヵ所の測定部位に対してそれぞれ異なる位置から測定光を照射できる複数の送光部であればどのようなものでもよい。この実施例では、受光部としてプローブ7にフォトダイオード13、15を配置しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば受光部の位置から光ファイバを用いてプローブ外の光センサに導くなど、1ヵ所の測定部位からの透過散乱光をそれぞれ異なる位置で受光することができる複数の受光部であればどのようなものでもよい。この実施例では、空間分解法に基づいて酸素飽和度を算出しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、空間

分解法に基づく生体内の物理量の測定に適用することができる。

【0025】

【発明の効果】本発明の生体測定装置では、1ヵ所の測定部位に対してそれぞれ異なる位置から測定光を照射する複数の送光部と、その測定部位からの透過散乱光をそれぞれ異なる位置で受光する複数の受光部とを備え、各受光部について、いずれかの送光部の測定光照射に起因する透過拡散光をリファレンスとして受光して感度補正を行なうようにしたので、複数の受光部の感度にバラツキがある場合でも空間分解法に基づく生体内の物理量の測定を行なうことができる。

【0026】本発明の一態様では、2つの送光部を備え、第1の受光部を第1の送光部からの第1の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第2の距離だけ離れた位置に配置し、第2の受光部を第1の送光部からの第2の距離だけ離れ、かつ第2の送光部から第1の距離だけ離れた位置に配置し、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{21}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{22}$ とすると、演算部により、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を $1/2 \log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$ により求めるようにしたので、各受光部の感度差に関係なく、酸素飽和度の測定を行なうことができる。

【0027】本発明の他の態様では、2つの送光部と複数の受光部を備え、受光部を第1の送光部から等距離で、かつ第2の送光部からの距離が異なる位置にそれぞれ配置し、第1の送光部から第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ 、第2の送光部から

\*第1の受光部に入る信号を $I_{11}$ 、第2の受光部に入る信号を $I_{12}$ とすると、演算部により、第1の受光部位置における吸光度と第2の受光部位置における吸光度との差を

$$\log \{ (I_{12} \cdot I_{21}) / (I_{11} \cdot I_{22}) \}$$

により求めるようにしたので、各受光部の感度差に関係なく、酸素飽和度の測定を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】プローブにおける送光部及び受光部の配置例を示す平面図であり、(A)は直線型、(B)及び(C)は長方形型を示す。

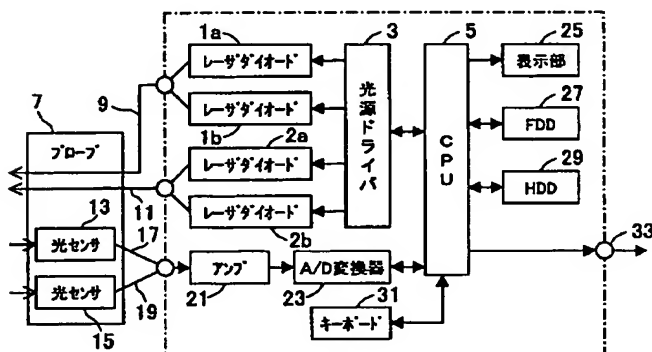
【図2】本発明が適用される生体測定装置の一例を示すブロック図である。

【図3】プローブにおける送光部及び受光部の他の配置例を示す平面図である。

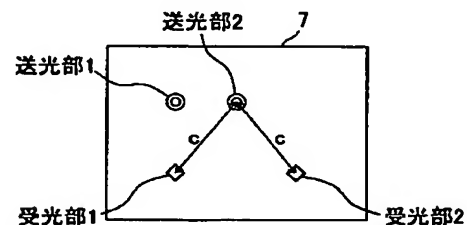
【符号の説明】

1a, 1b, 2a, 2b	レーザダイオード
3	光源駆動部
5	CPU
7	プローブ
9, 11	光ファイバ
13, 15	フォトダイオード
17, 19	信号線
21	アンプ
23	A/D変換器
25	表示部
27	フロッピーディスクドライブ
29	記憶部
31	キーボード
33	出力端子

【図2】



【図3】



【図1】

